

日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

19.3.2004

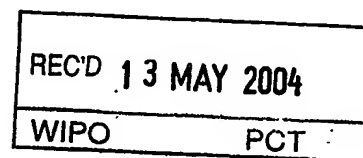
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2003年 3月20日  
Date of Application:

出願番号 特願2003-078833  
Application Number:  
[ST. 10/C]: [JP 2003-078833]

出願人 松下電器産業株式会社  
Applicant(s):

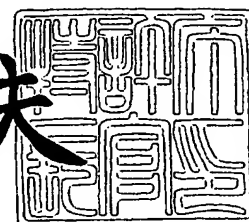


**PRIORITY  
DOCUMENT**  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 4月22日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 2902140176

【提出日】 平成15年 3月20日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 8/00

【発明者】

【住所又は居所】 大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 松下電器産業株式会社内

【氏名】 秋山 恒

【発明者】

【住所又は居所】 大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 松下電器産業株式会社内

【氏名】 藤井 清

【特許出願人】

【識別番号】 000005821

【氏名又は名称】 松下電器産業株式会社

【代理人】

【識別番号】 110000040

【氏名又は名称】 特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ

【代表者】 池内 寛幸

【電話番号】 06-6135-6051

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 139757

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0108331

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超音波探触子および超音波診断装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波ビームを走査する超音波振動子体と、  
前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、

前記振動子体揺動モータの回転位置に応じてパルスを発生するロータリエンコーダと、

前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度関連データを格納し、格納されている前記実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度関連データを外部に出力するエンコーダ補正記憶部とを備えたことを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】 前記エンコーダ補正記憶部は、揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度関連データを格納することを特徴とする請求項 1 記載の超音波探触子。

【請求項 3】 請求項 1 または 2 記載の超音波探触子と、  
前記超音波振動子体の振動子を励振しまた被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、

前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントするエンコーダカウンタと、  
前記超音波探触子内の前記エンコーダ補正記憶部から、前記各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度関連データを読み出す主制御手段と、

前記振動子体揺動モータを前記エンコーダカウンタからのカウント値に応じて駆動制御するモータ制御手段と、

前記送受信手段から得られた超音波エコーデータと、前記エンコーダカウンタからのカウンタ値と、前記主制御手段から与えられる、前記各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度関連データとに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、

前記三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 1 または 2 記載の超音波探触子と、  
前記超音波振動子体の振動子を励振しまた被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、  
前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントするエンコーダカウンタと、  
前記超音波探触子内の前記エンコーダ補正記憶部から、前記各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度関連データを読み出す主制御手段と、  
前記エンコーダカウンタからのカウント値と、前記主制御手段から与えられる、前記各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度関連データとに  
応じて、前記振動子体揺動モータを駆動制御するモータ制御手段と、  
前記送受信手段から得られた超音波エコーデータに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、  
前記三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体内組織等に超音波ビームを送波して反射された超音波エコーを受波して三次元エコーデータを取得することを目的とした超音波探触子、およびかかる超音波探触子が適用される超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、生体内の組織様態を三次元表示させることを目的とした超音波診断装置に用いられる、三次元エコーデータを取り込むための超音波探触子としては、超音波ビームを走査するための超音波振動子体を内蔵し、超音波振動子体をビーム走査方向と交差する方向に機械的に揺動走査するように構成されるものが知られている（例えば、特許文献 1 参照）。超音波ビーム走査（以下、主断面走査と称する）と揺動走査を同時に行うことで、時々刻々移動する両走査面の交線に相当するエコーデータ、すなわち三次元空間のエコーデータの取得が可能になる。

【0003】

取得された三次元エコーデータは三次元画像構築処理が施こされて、平面内にあたかも奥行きがあるかのような表示方法をもって表示させ、あるいは任意断面を表示させるなどが行われる。

#### 【0004】

ところで、このような三次元画像構築にあたっては、各エコーデータの三次元空間内における方向成分が既知である必要がある。

#### 【0005】

超音波振動子体が複数の振動子アレイで構成されている場合、ビーム走査は電子的に行われるため、ビーム走査面内のエコーデータの方向成分は走査位置と超音波振動子体を形成する超音波振動子の配置及びビーム方向から求めることができる。

#### 【0006】

一方、機械走査される揺動走査面の角度は、超音波振動子体を揺動させるためのモータ回転軸に取り付けられたロータリエンコーダからのパルスをカウントし、現在の揺動走査角度を求めるよう構成されている。

#### 【0007】

近年では、超音波診断装置による三次元画像は、生体内組織の様態観測とともに、三次元画像とガイドラインをモニタしながらの穿刺、あるいは臓器、腫瘍、胎児などの距離・角度計測にも用いられるようになり、その有用性が高まっている。

#### 【0008】

こういった医療の要請に対して、超音波診断装置が提供する三次元画像は従来にも増して高精度、すなわち空間的に正しい位置に画像が構築される必要がある。

#### 【0009】

#### 【特許文献1】

特開平3-184532号公報

#### 【0010】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来の超音波診断装置では、三次元画像を構築するために必要な揺動走査角度を、もっぱら超音波探触子内の揺動モータの回転軸に取り付けられたロータリエンコーダから出力されるパルスのカウントすることで、取得している。一般にモータを用いた機械式走査では、モータ回転軸とロータリエンコーダの取り付け精度ばらつき、回転伝達機構のがたつき、超音波振動子体と回転伝達機構の取り付け精度のばらつき、あるいはロータリエンコーダ自体のばらつき等により、ロータリエンコーダからのパルスのカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度は、超音波探触子個体ごとにばらついている。

#### 【0011】

また、揺動走査の往復で三次元画像データの取得を行う場合、回転伝達機構のがたつき等により、ロータリエンコーダのパルスのカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度は、往路と復路で異なる場合がある。

#### 【0012】

つまり、各カウント値に対する揺動走査角度は超音波探触子個体ごとに異なり、さらには揺動の往路と復路で異なるため、用いる超音波探触子によっては構築される三次元画像が歪む、ずれる、揺動往復に応じて画像が揺れるなどの問題を有しており、結果として術者の期待する方向とずれた方向に穿刺を行う、距離・角度計測結果の誤差が大きい、といった不具合を招くおそれがあった。

#### 【0013】

本発明は、上記従来の問題を解決するもので、その目的は、用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することのできる優れた超音波診断装置、およびかかる超音波診断装置に好適な超音波探触子を提供することにある。

#### 【0014】

##### 【課題を解決するための手段】

前記の目的を達成するため、本発明に係る超音波探触子は、超音波ビームを走査する超音波振動子体と、超音波ビームの走査方向と交差する方向に超音波振動

子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、振動子体揺動モータの回転位置に応じてパルスが発生するロータリエンコーダと、ロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度関連データを格納し、格納されている実際の超音波振動子体の揺動走査角度関連データを外部に出力するエンコーダ補正記憶部とを備えたことを特徴とする。

#### 【0015】

この構成により、予めエンコーダ補正記憶部にロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度関連データを格納できるようになり、機械走査方式に由来して超音波探触子個体ごとに異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を知ることができる。

#### 【0016】

また、本発明に係る超音波探触子において、エンコーダ補正記憶部は揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度関連データを格納することが好ましい。

#### 【0017】

この構成により、予めエンコーダ補正記憶部にロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動往路と揺動復路における揺動走査角度関連データを格納できるようになり、機械走査方式に由来して超音波探触子個体ごとに異なり、かつ揺動往復で異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を知ることができる。

#### 【0018】

また、前記の目的を達成するため、本発明に係る第1の超音波診断装置は、本発明に係る超音波探触子と、超音波振動子体の振動子を励振した被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、ロータリエンコーダからのパルスをカウントするエンコーダカウンタと、超音波探触子内のエンコーダ補正記憶部から、各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度関連データを読み出す主制御手段と、振動子体揺動モータをエンコーダカウンタからのカウント値に応じて駆動制御するモータ制御手段と、送受信手段から得られた超音

波エコーデータと、エンコーダカウンタからのカウンタ値と、主制御手段から与えられる、各カウンタ値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度関連データとに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする。

#### 【0019】

この構成により、超音波探触子個体ごとに異なる各カウンタ値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度関連データに基づいて、三次元画像を補正しながら構築することができるようになる。

#### 【0020】

また、前記の目的を達成するため、本発明に係る第2の超音波診断装置は、本発明に係る超音波探触子と、超音波振動子体の振動子を励振した被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、ロータリエンコーダからのパルスをカウントするエンコーダカウンタと、超音波探触子内のエンコーダ補正記憶部から、各カウンタ値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度関連データを読み出す主制御手段と、エンコーダカウンタからのカウンタ値と、主制御手段から与えられる、各カウンタ値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度関連データとに応じて、振動子体揺動モータを駆動制御するモータ制御手段と、送受信手段から得られた超音波エコーデータに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする。

#### 【0021】

この構成により、超音波探触子個体ごとに異なる各カウンタ値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度関連データに基づいて、揺動走査方向を補正しながら揺動制御することができるようになる。

#### 【0022】

以上の構成によれば、用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することのできる優れた超音波診断装置が得られる。

#### 【0023】

#### 【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

#### 【0024】

(実施の形態1)

図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。なお、図1に示す超音波診断装置は、後述する各実施の形態でも適用される。

#### 【0025】

図1において、本実施の形態による超音波診断装置は、生体内に超音波ビームを送波しかつ生体内組織からの超音波エコーを電気信号に変換する超音波振動子2がアレイ状に複数配列された超音波振動子体1を備えている。各超音波振動子2は、送受信手段8から供給される送信パルスによって励振されるが、このとき送受信手段8は、生体内の所定の深度に焦点を結ぶように、すなわち送信ビームが形成されるように異なる位相の送信パルスを、超音波振動子体1に配置される一部またはすべての超音波振動子2に対して与えるよう制御される。

#### 【0026】

このようにして生体に送波された超音波ビームは、生体内の各組織から時々刻々エコーとして戻ってくる。超音波振動子体1の各超音波振動子2によって電気信号に変換された超音波エコーに対し、送受信手段8は、所定の方向に受信ビームが形成されるよう各超音波振動子2からの各受信信号に対して異なる遅延時間を与えた上で加算を行う。前述の送信ビームとこの受信ビームは、送受でひとつの音響走査線を形成することになり、つまり送受信手段8は、この音響走査線に沿う超音波エコーデータを生成し出力することになる。

#### 【0027】

このようにして、次々と送受信に供される超音波振動子群を切り替えながら、あるいは送受信のビームの方向を変えながら、異なる方向の音響走査線が形成されるように送受信が行われ、その結果として、ひとつの主断面走査面が形成される。

#### 【0028】

さらに、本実施の形態による超音波診断装置には、超音波振動子体1を前述の

主断面走査面と交差する方向に揺動走査させる振動子体揺動モータ 5 が備えられ、振動子体揺動モータ 5 はモータ制御手段 6 によって駆動制御を受ける。主断面走査と揺動走査を同時に行うことで、送受信手段 8 は、主断面走査面と揺動走査面の交線に相当する超音波エコーデータを生成することができるようになるが、通常、両走査面は独立に走査される訳ではなく、生体内の特定三次元的部位の超音波エコーデータを一様に取得できるよう走査される。つまり、揺動走査一回あたりの主断面走査面数は常に一定で、かつ各主断面走査面間の角度はほぼ等角となるよう、主断面走査と揺動走査がなされる。

#### 【0029】

このため、モータ制御手段 6 は、振動子体揺動モータ 5 につながる超音波振動子体 1 が何れの揺動走査角度にあるかを常に監視しながら揺動制御を行う必要がある。揺動走査角度を得るために、本実施の形態による超音波診断装置には、振動子体揺動モータ 5 の回転軸にロータリエンコーダ 4 を備えている。ロータリエンコーダ 4 の好適な例を図 2 に示す。このロータリエンコーダ 4 は、回転軸 20 の特定の角度において一発のパルス（以下、Zパルスと称する）が出力できるように、回転軸 20 に Zパルスロータ 21 が取り付けられている。例えば、磁気式エンコーダであれば、Zパルスロータ 21 は、一回転あたり一発の Zパルスを発生するよう着磁されており、Zパルスセンサー 23 は、Zパルスロータ 21 の着磁部分を検出して Zパルスを出力する。同様に、ロータリエンコーダ 4 は、回転軸 20 の一回転あたり固定的に数百パルス（以下、Aパルスと称する）を発生するよう、Aパルスロータ 22 と Aパルスセンサー 24 を備える。

#### 【0030】

なお、上記の説明は、磁気式エンコーダを例に挙げたが、光学式や機械式でも本発明の構成には差し支えない。

#### 【0031】

エンコーダカウンタ 7 は、ロータリエンコーダ 4 からの Zパルスによってリセットされ、Aパルスによってカウントアップまたはカウントダウンするもので、カウント値は、振動子体揺動モータ 5 の回転軸角度、すなわち超音波振動子体 1 の揺動走査角度に相当する。このようにして、モータ制御手段 6 は、エンコーダ

カウンタ 7 によるカウント値に基づいて、現在の超音波振動子体 1 の揺動走査角度を知ることができるので、所定の次なる揺動走査角度に超音波振動子体 1 を移動させるべく振動子体揺動モータ 5 を制御するのである。

#### 【0032】

このようにして、主断面走査と揺動走査を同期しながら行うことで取得された生体内の特定三次元部位の超音波エコーデータは、送受信手段 8 から三次元画像処理手段 11 へと送られる。三次元画像処理手段 11 では、得られた超音波エコーデータに対して、その表示面が平面または緩やかな曲面である画像表示手段 12 に、生体内の特定三次元部位の構造物があたかも奥行きがあるような表示がなされるように、あるいは任意方向視点からみた前記構造物の表示などの三次元画像処理が施される。この三次元画像処理の実施には、取得された各音響走査線の超音波エコーデータが三次元空間内のいずれの方向成分のものであるかが既知でなくてはならない。三次元画像処理手段 11 は、主断面走査面における走査方向角度については、超音波振動子体 1 を構成する超音波振動子 2 の配置および送受信ビームの方向から、揺動走査面における走査方向角度については、エンコーダカウンタ 7 からのカウント値から方向成分を取得する。

#### 【0033】

ところで、一般に、機械走査方式を用いた超音波診断装置では、振動子体揺動モータ 5 の回転軸とロータリエンコーダ 4 の取り付け精度、振動子体揺動モータ 5 の回転軸と超音波振動子体 1 への回転伝達機構 3 の精度、超音波振動子体 1 と回転伝達機構 3 の取り付け精度、ロータリエンコーダ 4 の Z パルス発生角度の精度、A パルス数の回転軸角度に対するリニアリティ等の各ばらつき累積により、ロータリエンコーダ 4 のパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体 1 の揺動走査角度は、超音波診断装置ごとにばらついている。

#### 【0034】

エンコーダ補正記憶部であるエンコーダ補正 ROM 9 は、エンコーダカウンタ 7 で得られるであろう各カウント値に対する実際の超音波振動子体 1 の揺動走査角度関連データとして、揺動走査角度そのもの、または揺動走査角度に相当する

数値、あるいは揺動走査角度の値を補正するための補正值等を格納するためのものである。エンコーダ補正ROM9は、超音波診断装置の通電が遮断された後も格納された値を保持しており、再通電後もその値を失わない。なお、本実施の形態では、エンコーダ補正記憶部としてROMを用いたが、不揮発性の他の記憶手段であってもよい。

#### 【0035】

エンコーダ補正ROM9に格納されている値は、主制御手段10により読み取られ、その値または適宜値の補正を受けて、主制御手段10を介して三次元画像処理手段11に、またはモータ制御手段6に、あるいはその両方に送られる。

#### 【0036】

ところで、一般に、超音波診断装置では、超音波振動子体1または超音波振動子体1とその周辺部分が一体となって超音波診断装置の主体部分より分離でき、かつ可搬的であり、これを超音波探触子という。すなわち、ある超音波探触子が、常に同一の超音波診断装置の主体部分に適用されるとは限らない。

#### 【0037】

本実施の形態による超音波診断装置では、超音波振動子体1と、ロータリエンコーダ4と、振動子体揺動モータ5と、エンコーダ補正ROM9とをもって超音波探触子13を構成し、超音波診断装置の主体部分より分離可能としている。これは、ロータリエンコーダ4のカウント値に対する揺動走査角度のばらつき発生原因部分がほぼすべて包含され、エンコーダ補正ROM9は、それらばらつき累積をまとめて補正することを可能とし、かつ異なる超音波診断装置の主体部分に適用した場合でも補正可能とするためである。

#### 【0038】

したがって、前記以外の超音波診断装置の構成要素が超音波探触子13に加わるような構成も当然ながら可能である。

#### 【0039】

(実施の形態2)

次に、本発明の実施の形態2について、実施の形態1と同じく図1を参照して説明する。

## 【0040】

揺動走査は一般に往復走査で行われることが多い。これは、三次元画像の構築をよりリアルタイムに近づける工夫として用いられる手法である。この場合も、機械走査方式に由来する問題として、上記で述べた問題に加えて、揺動走査の往路と復路でエンコーダカウンタ 7 によるカウント値が同じであっても、実際の揺動走査角度が異なる場合が多い。

## 【0041】

この原因は、振動子体揺動モータ 5 の回転軸と超音波振動子体 1 とをつなぐ回転伝達機構 3 によるところが多い。歯車による回転伝達機構を例にとれば、歯車のかみ合わせ部に隙間が存在することに起因して、歯車の正転と逆転でモータ回転軸角度に対する受け側歯車の回転角度が変わる。また、ベルトやワイヤの場合も自身の伸びによって同様の現象が起きる。

## 【0042】

このことは、揺動走査を行いながら三次元画像を構築する場合、エンコーダカウンタ 7 からのカウント値をそのまま三次元画像処理手段 11 で用いると、往路と復路で三次元画像の構築位置が変わる、つまり揺れるという問題、あるいは往路と復路で三次元画像の歪み方が変わるという問題につながる。

## 【0043】

本実施の形態による超音波診断装置では、エンコーダ補正 ROM 9 は、揺動走査の往路と復路で異なる補正データを格納することが可能であるので、揺動往路については往路用の補正データ、揺動復路については復路用の補正データを用いることで前記問題を解決できる。

## 【0044】

(実施の形態 3)

次に、本発明の実施の形態 3 として、上記エンコーダ補正 ROM 9 他を内蔵した超音波探触子 13 により、より正確な三次元画像を構築することのできる超音波診断装置について、図 2 から図 6 を参照して説明する。

## 【0045】

本実施の形態による超音波診断装置のエンコーダ補正 ROM 9 には、予め図 3

のような補正值 31 が格納されている。図 3 において、直線 30 は、エンコーダカウンタ 7 のカウント値に対する超音波振動子体 1 の揺動走査角度が理想的な場合であって、振動子体揺動モータ 5 の回転軸一回転あたり N 個の A パルスと回転軸の角度 = 0 度で Z パルスを発生するロータリエンコーダ 4 を用いて、エンコーダカウンタ 7 がアップカウンタの場合を示している。また、本実施の形態では、回転軸角度と超音波振動子体 1 の角度が一致する場合を例示しているが、回転伝達機構 3 の回転数伝達比が 1 : 1 でない場合でも問題ない。

#### 【0046】

一方、図 3 の補正值 31 は、エンコーダカウンタ 7 のカウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を示しており、例えばカウント値が  $j$  であったとき理想的な角度は  $a$  であるところが、この超音波探触子については  $a'$  であることを示している。同様に、カウント値  $k$  に対する理想の角度  $b$  に対する実際の角度は  $b'$  である。

#### 【0047】

このような補正值 31 が格納されたエンコーダ補正 ROM 9 は、主制御手段 10 によってその補正值 31 が読み出され、三次元画像処理手段 11 に伝えられる。

#### 【0048】

次に、三次元画像処理手段 11 が補正值 31 を用いて三次元画像を構築する方法について、図 3 に加えて図 4 を参照して説明する。例えば、エンコーダカウンタ 7 からのカウント値が  $j$  であったとき、補正值をもたない場合は、図 4 において揺動走査方向の角度  $a$  に主断面走査面 40 を構築することしかできないが、実際の角度は  $a'$  であることは予め主制御手段 10 より得ているので、その差分  $a' - a$  だけずれた方向に主断面走査面 41 を構築できる。同様に、エンコーダカウンタ 7 からカウント値  $k$  を得た場合は、主断面走査面 42 を 43 の方向に構築する。

#### 【0049】

このように、三次元画像処理手段 10 が、適用されている超音波探触子 13 のエンコーダ補正值を予め得ており、得られた超音波エコーデータに対するエンコ

ーダカウント値を補正しながら実際の揺動走査角度に主断面走査面の画像を構築することができ、より正確な生体内組織の三次元画像が構築できる。

#### 【0050】

さらに、揺動走査を往復で行う場合の実施例を図5および図6に示す。図5に示すように、エンコーダ補正ROM9には、エンコーダカウント値が増加する方向として往路補正值51、減少する方向の復路補正值52が予め格納されている。なお理想的には直線50のように往復とも同じ軌跡を描く。図5に示すエンコーダ補正值51、52は、例えばエンコーダカウント値が $k$ を示したとき、実際の超音波振動子体の揺動走査角度は往路で $c'$ 、復路で $c''$ であることを示している。

この往復補正值51、52は、予め主制御手段10により三次元画像処理手段11に伝達されているので、図6の例に示すように、エンコーダカウンタ7からのカウント値が $k$ であったとき、補正值をもたない場合は、往復とも揺動走査方向の角度 $c$ に主断面走査面60を構築することしかできない。ところが、三次元画像処理手段11は、実際の角度が往路においては $c'$ であることは予め主制御手段10より得ているので、その差分 $c' - c$ だけずれた方向に往路の主断面走査面63の画像を構築し、復路では $c - c''$ だけずらした角度に主断面走査面61の画像を構築する。

#### 【0051】

このように、本発明の超音波診断装置は、三次元画像処理手段11が、適用されている超音波探触子13の揺動走査往復のエンコーダ補正值を予め得ており、得られた超音波エコーデータに対するエンコーダカウント値を往復で異なる値に補正しながら実際の揺動走査角度に主断面走査面の画像を構築することができ、より正確な生体内組織の三次元画像が構築できる。

#### 【0052】

また、経時変化または修理などにより揺動走査角度や補正すべき値が変化した場合でも、この補正值を記憶し直すことにより、より正確な値に基づき画像を構築することが可能になる。

#### 【0053】

(実施の形態 4)

次に、本発明の実施の形態 4 として、エンコーダ補正 ROM 9 を用いて、モータ制御手段 6 によって、より正確な三次元画像を構築することのできる超音波診断装置について説明する。

【0054】

実施の形態 3 では、三次元画像処理手段 11 がエンコーダ補正值に基づき三次元画像の構築角度を補正していたが、同様の効果は、モータ制御手段 6 によっても得られる。上記で示したように図 3 の補正值 31 は、エンコーダカウンタ 7 からのカウント値に対する実際の超音波振動子体 1 の揺動走査角度である。この補正值は予め主制御手段 10 によりモータ制御手段 6 に伝えられている（図 1 に破線矢印で示す）。

【0055】

例えば、超音波振動子体 1 の目標揺動走査角度を  $a$  とした場合、モータ制御手段 6 が補正值をもたない場合は、エンコーダカウンタ 7 からのカウント値が  $j$  となるよう振動子体揺動モータ 5 を制御する以外手段はない。このとき、カウント値  $j$  での実際の揺動走査角度は  $a'$  であるから、目標値に対して  $a' - a$  だけずれた方向に超音波振動子体 1 があることになる。しかしながら、本実施の形態による超音波診断装置のモータ制御手段 6 はエンコーダ補正值を予め得ているので、目標値  $a$  に対しては、エンコーダカウント値が  $j'$  になるよう振動子体揺動モータ 5 を制御すればよい。

【0056】

三次元画像処理手段 11 には、予め構築すべき各主断面走査面の角度を主制御手段 10 より指示しておけば、取得された超音波エコーデータはすでに目標の揺動走査角度の主断面走査面のものであるから、指示された角度の方向に画像を構築すればよい。以上のことから、本実施の形態の超音波診断装置よれば、生体内組織の三次元画像をより正確に構築できる。

【0057】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、超音波探触子個体ごとに異なる、モータ

タ回転軸とロータリエンコーダの取り付け精度ばらつき、回転伝達機構の精度、超音波振動子体と回転伝達機構の取り付け精度のばらつき、ロータリエンコーダ自体のばらつきを補正することができ、よって用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することのできる優れた超音波診断装置を提供することができる。

#### 【0058】

また、エンコーダ補正ROMは、揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度が格納することができるので、回転伝達機構のがたつき等により往路と復路で異なるエンコーダカウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を補正でき、よって、用いる超音波探触子に因らず、揺動往復に応じて画像が揺れる、歪むといった問題を低減した優れた超音波診断装置を提供することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の各実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図

【図2】 図1のロータリエンコーダ4の構成およびそれにより得られるZパルス、Aパルスの波形を示す図

【図3】 図1のエンコーダ補正ROM9に格納される内容を示す図

【図4】 本発明の実施の形態における三次元画像を構築する様子を示す図

【図5】 本発明の実施の形態における揺動走査の往路と復路で異なるエンコーダ補正值が格納されるエンコーダ補正ROMの内容を示す図

【図6】 本発明の実施の形態における揺動走査の往路と復路で揺動走査角度を補正した三次元画像を構築する様子を示す図

#### 【符号の説明】

- 1 超音波振動子体
- 2 超音波振動子
- 3 回転伝達機構
- 4 ロータリエンコーダ
- 5 振動子体揺動モータ
- 6 モータ制御手段

- 7 エンコーダカウンタ
- 8 送受信手段
- 9 エンコーダ補正ROM
- 10 主制御手段
- 11 三次元画像処理手段
- 12 画像表示手段
- 13 超音波探触子
- 20 ロータリエンコーダ7の回転軸
- 21 Zパルスロータ
- 22 Aパルスロータ
- 23 Zパルスセンサー
- 24 Aパルスセンサー
- 30 エンコーダカウント値に対する超音波振動子体の揺動走査角度が理想的な場合の直線
- 31 エンコーダカウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を示す曲線
- 40 エンコーダカウント値を補正しない場合のカウント値jでの主断面走査面の画像構築位置
- 41 エンコーダカウント値を補正した場合のカウント値jでの主断面走査面の画像構築位置
- 42 エンコーダカウント値を補正しない場合のカウント値kでの主断面走査面の画像構築位置
- 43 エンコーダカウント値を補正した場合のカウント値kでの主断面走査面の画像構築位置
- 50 エンコーダカウント値に対する超音波振動子体の揺動走査角度が理想的な場合の直線
- 51 エンコーダカウント値に対する往路における実際の超音波振動子体の揺動走査角度を示す曲線
- 52 エンコーダカウント値に対する復路における実際の超音波振動子体の揺

動走査角度を示す曲線

60 エンコーダカウント値を補正しない場合のカウント値  $k$  での主断面走査面の画像構築位置

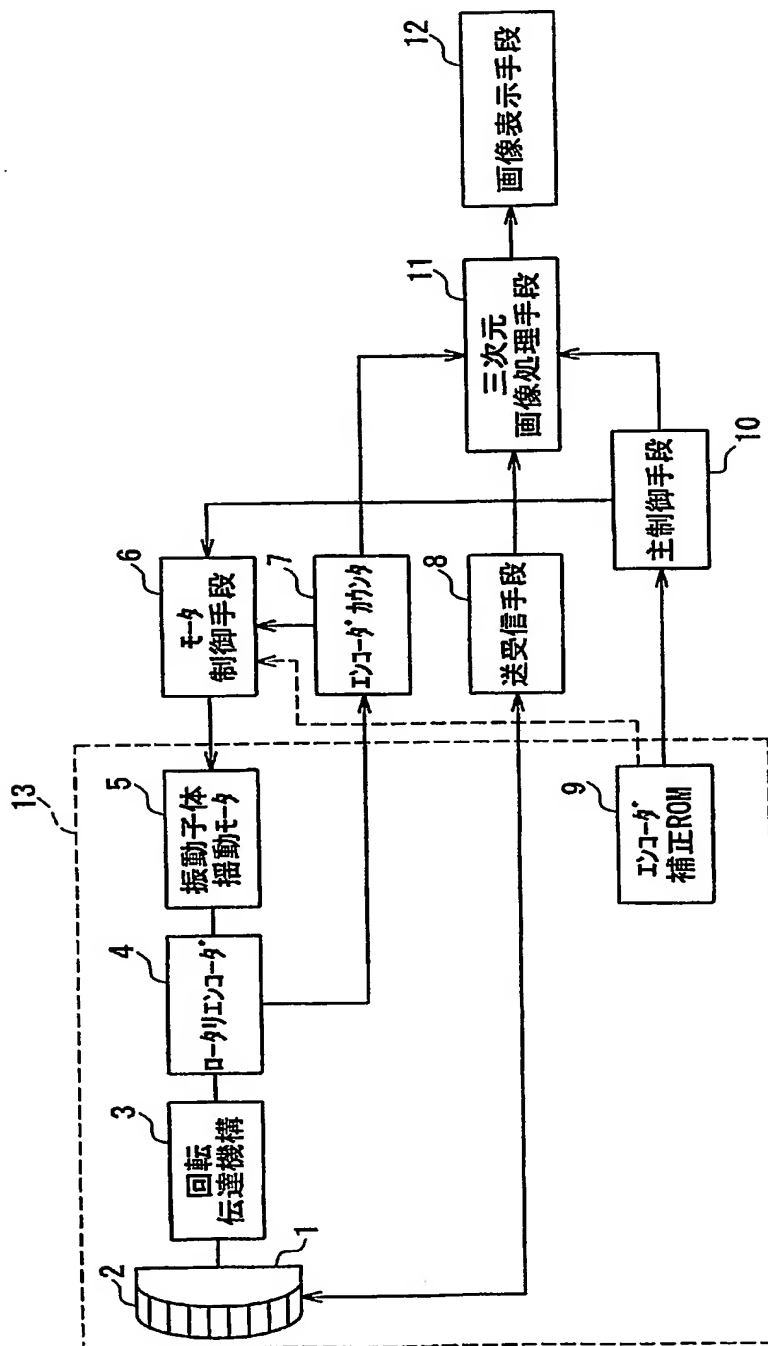
61 エンコーダカウント値を補正した場合のカウント値  $k$  での復路における主断面走査面の画像構築位置

63 エンコーダカウント値を補正した場合のカウント値  $k$  での往路における主断面走査面の画像構築位置

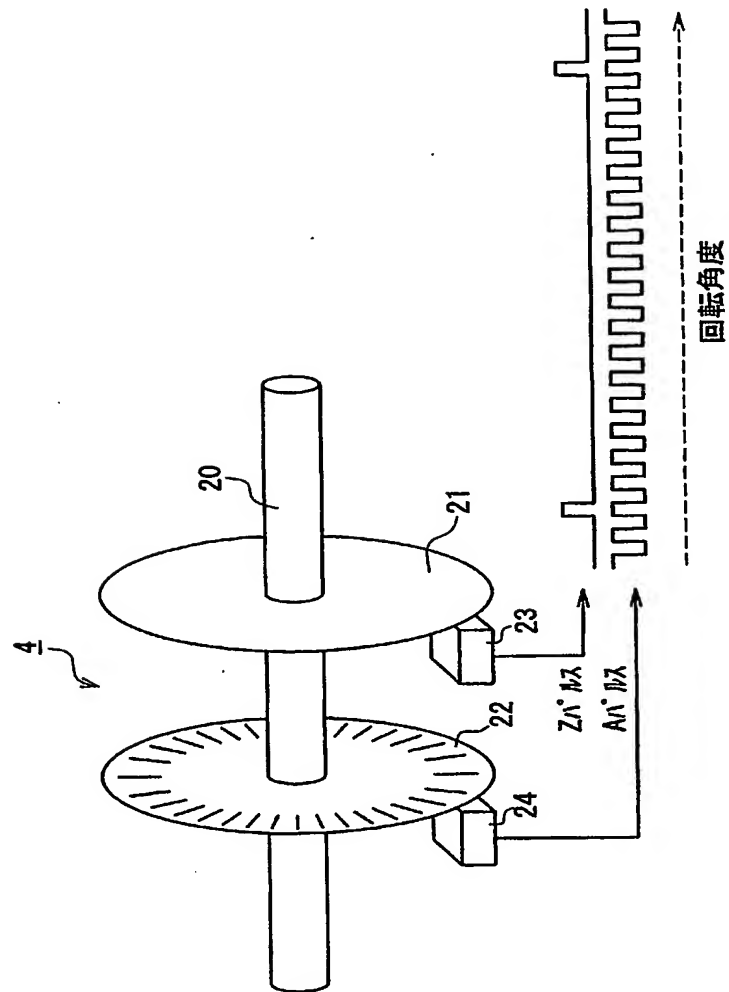
【書類名】

図面

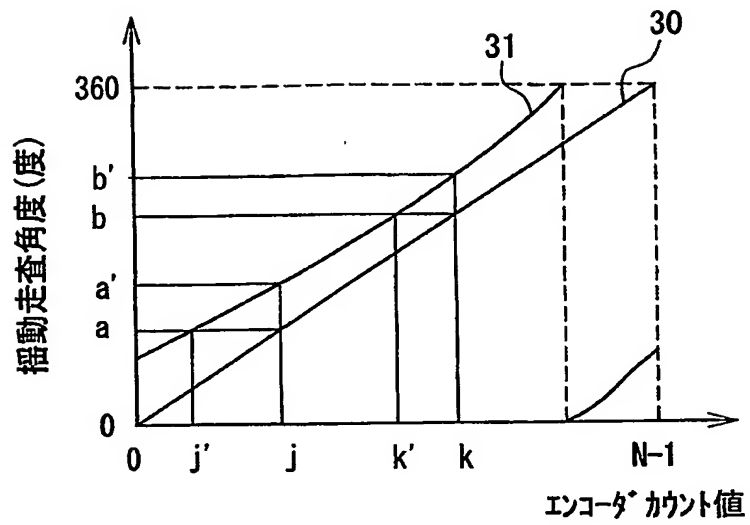
【図 1】



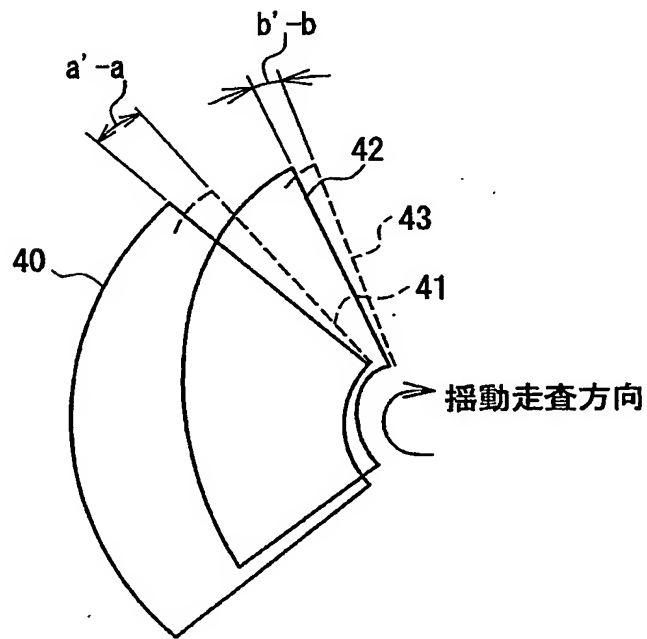
【図 2】



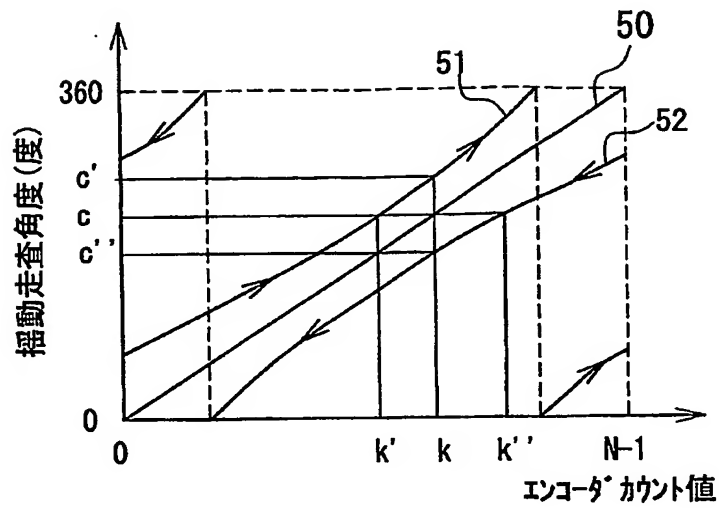
【図 3】



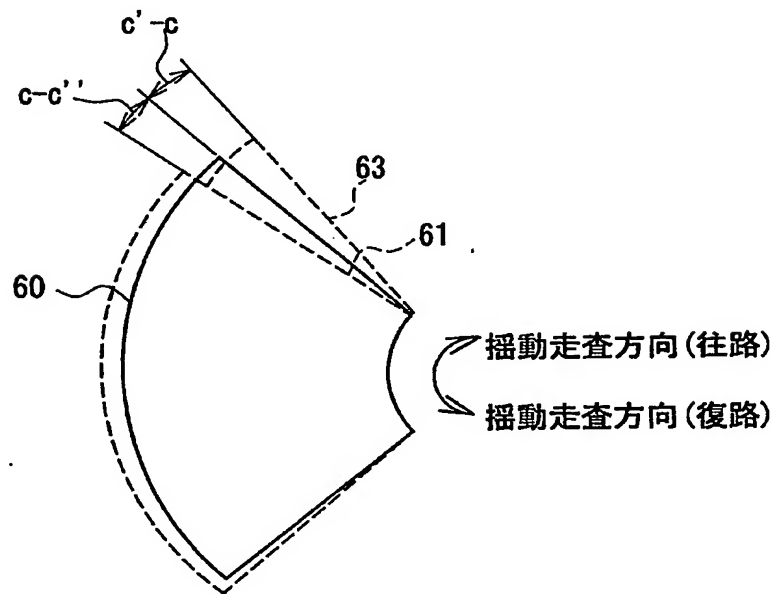
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することのできる優れた超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波探触子 13 は、超音波振動子体 1 と、回転伝達機構 3 と、ロータリエンコーダ 4 と、振動子体揺動モータ 5 と、エンコーダ補正 ROM 9 とを内蔵する。エンコーダ補正 ROM には、予めロータリエンコーダからのパルスをカウントすることで得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度が格納される。三次元画像処理手段 11 は、主制御手段 10 を介して読み出したエンコーダ補正 ROM の内容に従って、エンコーダカウンタ 7 からのエンコーダカウント値を補正しながら実際の揺動走査角度方向に主断面走査面の三次元画像を構築する。

【選択図】 図 1

特願 2 0 0 3 - 0 7 8 8 3 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 0 0 5 8 2 1 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 2 8 日

[変更理由]

新規登録

住 所

大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地

氏 名

松下電器産業株式会社